

文章编号: 0253-2239(2005)06-772-5

基于代数重建算法的有限角度扫描的光声成像*

杨迪武 邢达** 王毅 谭毅 尹邦政

(华南师范大学激光生命科学研究所, 广州 510631)

摘要: 由于滤波反投影重建算法要求对成像区域进行全方位扫描以获取完全投影数据, 它需要较长时间采集大量数据, 使其在医学上的应用受到限制。研究了在有限角度下采用代数重建算法进行光声成像的方法, 实验用的光源为 YAG 激光器, 波长为 1064 nm, 重复频率 20 Hz, 脉宽为 6 ns, 探测器为针状的碘化聚二氟乙烯 (PVDF) 膜水听器, 接收面积的直径为 1 mm, 从仿真和实验结果表明该方法适用于“非完备投影数据”的光声层析成像。从图像重建效果上与滤波反投影算法相比较, 该成像算法提高了重建图像的分辨率和对比度。采用代数重建算法的有限角度的光声成像方法, 对临床医学的无损伤检测, 具有重要的意义。

关键词: 成像系统; 光声成像; 代数重建算法; 有限角度

中图分类号: TN911.73 文献标识码: A

Limited-View Scanning Photoacoustic Imaging Based on Algebraic Reconstruction Techniques

Yang Diwu Xing Da Wang Yi Tan Yi Yin Bangzheng

(Institute of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631)

Abstract: Since the reconstruction with the filtered backprojection (FBP) algorithm needs sufficient views to all points in the “detection region”, it requires a quite long time to get enough data, which restricts the application in the medical field. The limited-view photoacoustic imaging based on algebraic reconstruction techniques (ART) was studied. A Q-switched Nd:YAG laser operating at 1064 nm was used as light source. The laser had a pulse width of 6 ns and a repetition frequency of 20 Hz. A needle polyimide lidene difluoride (PVDF) hydrophone with diameter of 1 mm was used to detect photoacoustic signals. The simulations and experiments demonstrated that ART works well for limited-view data in photoacoustic imaging, and ART can improve the resolution and contrast of reconstruction images compared with the FBP. Limited-view photoacoustic imaging based on ART has far-reaching significance to noninvasive medical inspectable technology.

Key words: imaging systems; photoacoustic imaging; algebraic reconstruction techniques; limited view

1 引 言

光声成像是一种新的生物组织成像方法, 在近几年引起了广泛的关注^[1~4]。对于正常组织和肿瘤组织, 其光学对比度一般为 1~5^[5], 但是由于组织对光的强散射造成纯光学成像的低灵敏度和低分辨率, 光声成像结合了组织光学成像和组织超声成像的优点。由于吸收光能, 组织内局部的温度发生瞬时的改变, 导致体积的膨胀而产生超声, 这种超声信

号称为光声信号。生物组织对光吸收的差异, 反映了组织的结构特征, 同时也反映组织代谢的差异和病变特征, 因为不同生理状态的生物组织对光的吸收不同, 例如乳腺癌变组织对光的吸收比周围正常组织要高得多^[6]。因此, 光声信号的强弱能反映组织结构特征差异。

近年来, 光声成像成为人们研究的热点, 提出了各种成像方法, 例如, Xu 等^[7]利用改进的反投影算法

* 国家自然科学基金(60378043)、国家重大基础研究前期专项(2002CCC00400)和广东省自然科学基金团队项目(015012)资助课题。

作者简介: 杨迪武(1975~), 男, 湖南岳阳人, 湖南工业大学教师, 硕士, 主要从事光声层析成像在医学中的应用研究。

** 通信联系人。E-mail: xingda@scnu.edu.cn

收稿日期: 2004-07-12; 收到修改稿日期: 2004-11-05

进行光声图像重建; Kruger 等^[8,9]采用逆三维拉东(Radon)变换算法实现光声成像; Wang 等^[10]提出基于样品及点源光声信号逆卷积的光声成像方法等。以上这些成像算法要求对成像区域进行全方位扫描以获取完备的投影数据,因此需要较长的时间采集大量的数据,不适合临床应用快速成像的要求。由于人体的特征,在很多情况下不可能获取各个方向光声信号,因此光声信号的采集很多情况下只能限定在某些方向上,使其在医学上的应用受到严重限制。

本文研究了在有限角度下采用代数重建算法的光声成像,并与滤波反投影算法进行了比较,分别在 90° 、 120° 和 180° 的角度下进行了仿真和实验数据的图像重建,仿真和实验结果表明,代数重建算法(ART)成像效果明显优于滤波反投影算法,即在有限角度下,采用代数重建算法使重建图像的对比度和分辨率得到了进一步的改善和提高。

2 理 论

2.1 光声理论

光声重建就是对光吸收的空间分布的反演。在空间某一位置接收到的光声压 $p(r, t)$ 和光吸收系数的分布 $A(r)$ 的关系可以表示为^[8]

$$\oint_{|r-r'|=c_0\tau} A(r') dr' = -\frac{4\pi c_p I_0}{\beta I_0 \tau} \int_0^\tau p(r, t') dt', \quad (1)$$

其中 β 是等压膨胀系数, c_0 是声速, c_p 为比热, I_0 为光强, r 表示光声压的场点位置, r' 表示光声源的位置, $|r-r'|$ 表示场点到源点的距离。由于探测器接收后的信号不是实际的光声信号 $p(r, t)$, 而是光声压和探测器的脉冲响应 $h(t)$ 的卷积。为了滤去探测器的脉冲响应,把光声压和脉冲响应信号都变换到频域处理,然后再逆变换得到

$$p(r, t) = \mathcal{F}_F^{-1} \left[\frac{j\omega p(\omega)}{I(\omega)} \right] \left[1 + \cos\left(\frac{\pi\omega}{\omega_c}\right) \right], \quad (2)$$

其中 \mathcal{F}_F^{-1} 为快速傅里叶逆变换, $p(\omega)$ 和 $I(\omega)$ 分别是探测器接收到的光声信号和探测器的脉冲响应的傅里叶变换, ω_c 为截止频率, $1 + \cos(\pi\omega/\omega_c)$ 是滤波的窗函数。探测器的脉冲响应是通过聚焦透镜把弱激光聚焦到一块黑胶带上产生的光声信号,把水听器在黑胶带后面接收到的光声信号作为探测器的脉冲响应信号^[11]。

2.2 代数重建算法

代数重建算法是迭代重建算法的一种,和变换

法的最大区别在于一开始就把连续的图像离散化,把射线定义为具有一定宽度尺寸。假定成像区域划分为 $J = n \times m$ 像素,用 $X_{i,j}$ 表示像素值,用 r_{ij} 表示加权因子,其定义为

$$r_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{当第 } i \text{ 条射线通过 } j \text{ 号像素内任一点} \\ 0, & \text{其他} \end{cases}, \quad (3)$$

采用代数重建算法图像重建的步骤包括:1)选取基本图像,2)选取最优准则,3)求解相应方程得出合适的最佳图像。代数重建算法在数学上表示为^[11]

$$X^{(k+1)} = X^{(k)} + \lambda^{(k)} \frac{P_{i_k} - r_{i_k}^T X^{(k)}}{\|r_{i_k}\|} r_{i_k}, \quad (4)$$

$$i_k = k - \text{ent}\left(\frac{k}{I}\right)I + 1, \quad (5)$$

其中 k 代表迭代次数, p_{i_k} 表示实际测量的投影值, ent 代表取整数, $\lambda^{(k)}$ 表示松弛因子。

代数重建算法的基本思想是:先假设一初始图像 $X^{(0)}$,然后根据 $X^{(0)}$ 求一次近似图像 $X^{(1)}$,再根据 $X^{(1)}$ 求二次近似图像 $X^{(2)}$,如此继续,直到满足预定条件为止,根据 $X^{(n)}$ 求 $X^{(n+1)}$ 时需加一校正量 $\Delta X^{(n)}$, $\Delta X^{(n)}$ 只考虑一条射线的射线投影的影响(例如 i_k 号射线),所修正的像素值也限于 i_k 号射线经过的那些像素。下一步则考虑下一条射线 i_{k+1} 号射线。总之,每次校正依次考虑一条射线的射线和并校正该射线经过的所有像素。

在使用代数重建算法时,只能采用有限次的迭代次数,常用的收敛标准为^[12]

$$v^{(k)} = \sum_{i=1}^I (p_i - \langle r_i, X^{(k)} \rangle), \quad (6)$$

选定一个判断标准 e , 当

$$E_{\text{err}} = \sqrt{v^{(k)}/I} < e, \quad (7)$$

时,停止迭代, E_{err} 是误差。在本文中 $e = 0.01$ 。

在数据完整时,代数重建算法的重建质量至少与滤波反投影算法相当,而在射线投影数 $I < J/3$ (J 为像素数目) 或具有强噪声的情况下,代数重建算法的质量远较滤波反投影算法为优,但代数重建算法有一最佳迭代次数,超过此次数即不收敛^[13]。

3 仿 真

分别模拟三个长方形吸收体 A, B 和 C, 其尺寸均为 $0.2 \text{ cm} \times 0.8 \text{ cm}$, 物体之间的中心间距为 0.32 cm , 具体如图 1(a) 所示。

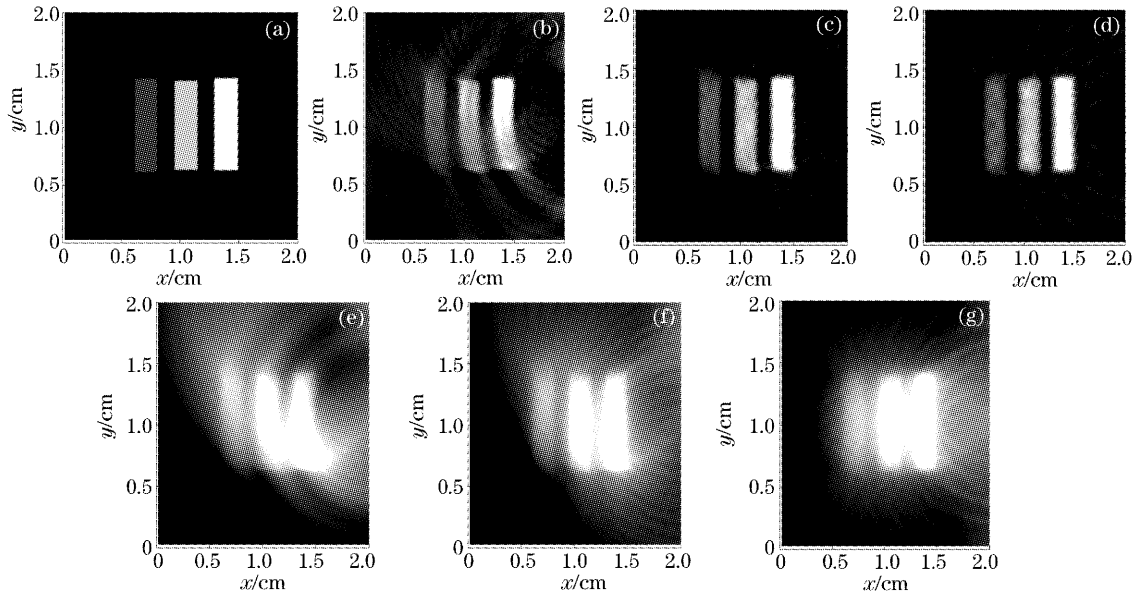


图1 两种不同算法在 90° 、 120° 、 180° 的仿真图像比较。(a) 仿真物体,(b)~(d) 代数重建算法重建结果, (e)~(g) 滤波反投影算法重建结果

Fig. 1 Simulations comparison with two different algorithms at the angle of 90° , 120° and 180° . (a) Photograph of the sample, (b)~(d) simulations with ART algorithm, (e)~(g) simulations based on FBP algorithm

三个吸收体的光学吸收系数分别为 1, 2, 4, 背景的光学吸收系数为 0; 吸收体和背景之间没有声阻抗差别。把 20 个探测器均匀放在 90° 、 120° 和 180° 的圆周上, 圆的半径为 5 cm, 再根据(1)式分别计算各点的光声压, 对光声压进行积分得速度势, 经过 SL (Sheep and logan) 滤波器, 最后分别利用反投影算法和代数重建算法成像。图 1(b)~图 1(d) 分别是利用代数重建算法在 90° 、 120° 和 180° 的仿真结果, 从重建的结果可以看出, 图像的伪迹少, 除了 90° 有点变形外, 其余都能够与物体很好地对应, 而且对比度和分辨率较好; 图 1(e)~图 1(g) 分别是利用滤波反投影算法在 90° 、 120° 和 180° 下的仿真结果, 从重建的结果可以看出, 图像的伪迹较多, 成像物体明显发生变形, 物体连成一片, 几乎不能区分。即从仿真结果可以看出, 在投影数据不完全时, 代数重建算法的重建效果都比滤波反投影的重建效果好, 即图像的分辨率和对比度得到了进一步的改善和提高。

4 实验方法

实验装置如图 2 所示, 光源是 Nd:YAG 脉冲激光器, 波长为 1064 nm, 脉宽为 6 ns, 重复频率是 20 Hz。实验采用的探测器是针状的碘化聚二氟乙烯 (Polyvinylidene difluoride, PVDF) 膜的水听器 (Precision acoustic Ltd 制), 接收面积直径 1 mm, 其探

测灵敏度为 850 nV/Pa, 频率响应范围为 200 kHz~15 MHz。样品固定在旋转平台上, 计算机控制步进电机旋转样品, 水听器在光束的正对方向的另一侧接收信号, 信号经过前置放大和主放大器后送入数字示波器 (TDS3032, Tektronix, 最高采样率 2.5 G, 带宽 300 MHz), 数字示波器将采集到的光声信号平均 512 次以后再经过通用接口总线 (General purpose interface bus, GPIB) 卡被计算机储存。实验中脉冲激光器和示波器由同一触发源触发, 探测器接收到的光声信号相对触发信号的延迟时间就是光声信号从光声激发源到探测器的渡越时间, 它乘以声速就是光声源到探测器的距离。实验中示波器的采样频率为 250 MHz, 超声的声速为 1.5 km/s。实验中步进电机的采样间隔为 3.6° , 探测器共采集 50 个位置的光声信号。

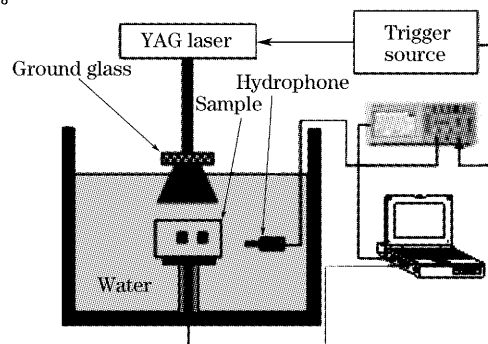


图2 实验装置

Fig. 2 The experimental setup

实验样品用 3 g 琼脂粉、100 g 水和 2 ml 浓度为 20% 的 intralipit 溶液加热到 80 °C 后在圆形烧杯中冷却凝结而成。样品中埋藏四个相同浓度的染色

琼脂,其高度为 1 mm、直径为 3.5 mm,深度为 5 mm,实际样品尺寸如图 3(a)所示。

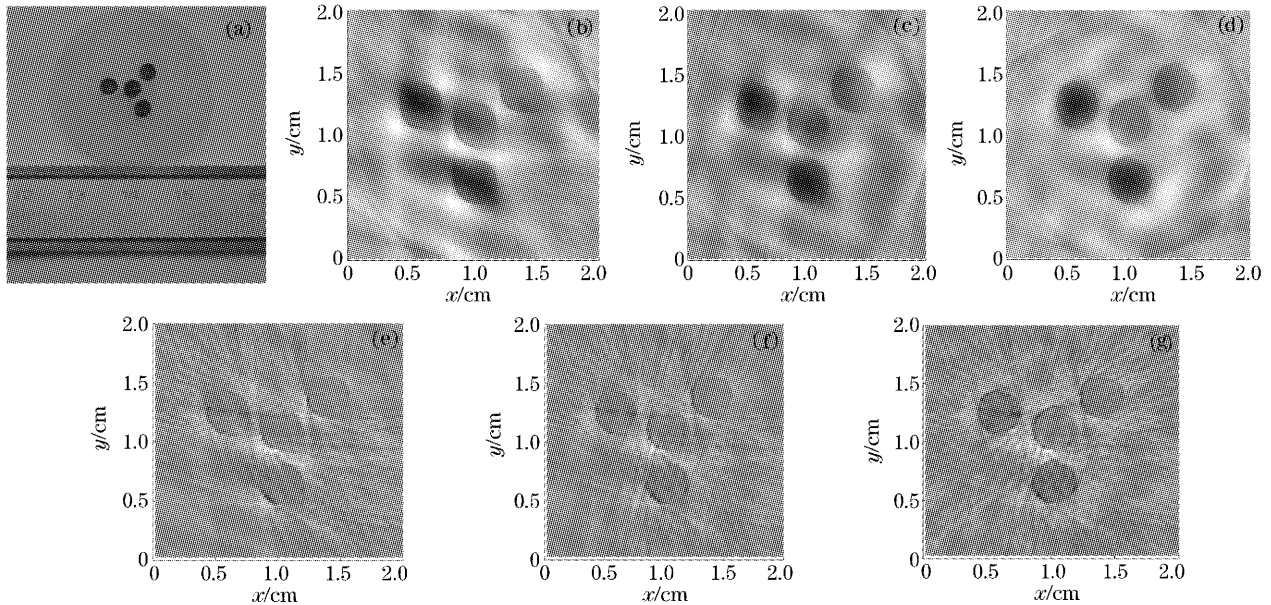


图 3 两种不同算法在 90°,118.8°,180°的光声图像重建比较。(a)样品照片,(b)~(d)为代数重建算法重建结果,(e)~(g)滤波反投影算法重建结果

Fig. 3 Photoacoustic imaging comparison with two different algorithms at angles of 90°, 118.8° and 180°. (a) Photograph of the sample, (b)~(d) photoacoustic imaging with ART algorithm, (e)~(g) photoacoustic imaging with FBP algorithm

5 实验结果和讨论

图 3 是分别采用代数重建算法和滤波反投影算法对模拟样品重建的像。其中图 3(b)~图 3(d)是利用代数重建算法在 90°、118.8°和 180°对模拟样品成的光声图像,由重建结果可看出,在有限角度内采集光声信号,即投影数据不完全时,均可重建出光吸收分布,角度越大,伪迹越少,与原物体吻合越好;

图 3(e)~图 3(g)是利用滤波反投影算法在 90°、118.8°和 180°角度下对模拟样品成的光声图像,由重建结果可看出,在投影数据不完全时,也可重建出光吸收分布,但伪迹较多,图像的对比如较差,而且在较小角度获取投影数据进行图像重建时,图像变形较大。图 4 中曲线为重建图像[图 3(d)和图 3(g)]沿 $x = 1$ cm 处的像素值分布,图 4 中包括两个吸收体。图 4

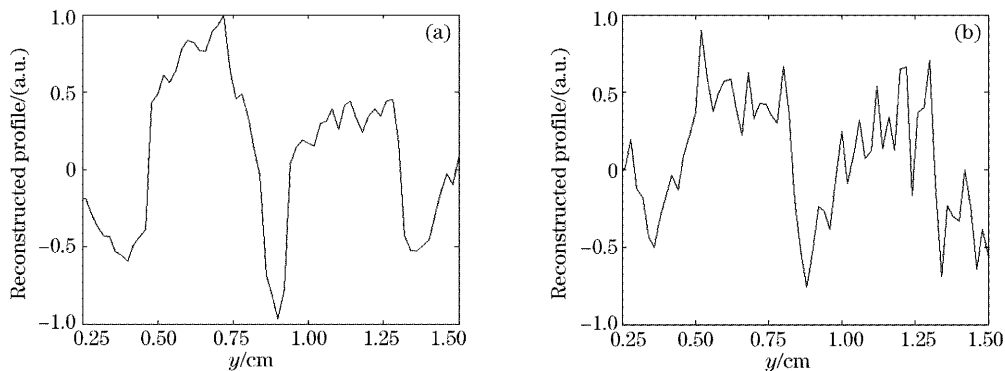


图 4 像素值的分布曲线。(a) 在图 3(d) 中沿 $x = 1.0$ cm 的像素值分布曲线,(b) 在图 3(g) 中沿 $x = 1.0$ cm 的像素值分布曲线

Fig. 4 A line profile of pixels values. (a) The reconstructed image Fig. 3(d) at $x = 1.0$ cm, (b) the reconstructed image Fig. 3(g) at $x = 1.0$ cm

(a)中的曲线有清晰的边缘,与样品吻合较好,而且振荡较小,故图像的伪迹较少,对比度较好;图4(b)的振荡较大,故图像的伪迹较多,对比度较差。通过以上对比可以看出,在相同条件下代数重建算法重建图像的对比度和分辨率较滤波反投影算法得到明显的改善和提高,表明代数重建算法更适用于有限角度下的光声成像。

6 结 论

从仿真和实验结果可以看出,在有限的角度内采集光声信号,代数重建算法均可重建出吸收体的光吸收分布;通过对代数重建算法和滤波反投影算法在有限角度下图像重建进行比较,结果表明代数重建算法提高了图像的对比度和分辨率,比滤波反投影算法更适用于有限角度下的“非完备数据”的光声重建。采用该算法的有限角度的光声成像方法,对临床医学的无损伤检测,具有重要的意义。

参 考 文 献

- 1 Tan Yi, Xing Da, Wang Yi *et al.*. Influence of bandwidth of ultrasonic transducer on photoacoustic imaging[J]. *Acta Optica Sinica*, 2005, **25**(1): 40~44(in Chinese)
谭 毅,邢 达,王 毅等. 超声换能器带宽对光声成像的影响[J]. *光学学报*, 2005, **25**(1): 40~44
- 2 Xu Xiangfeng, Tang Zhilie, Wang Jie *et al.*. Studies on acoustic lens imaging of photoacoustic signal[J]. *Acta Optica Sinica*, 2003, **23**(9): 1103~1109 (in Chinese)
徐险峰,唐志列,汪 洁等. 光声信号的声透镜层析成像研究[J]. *光学学报*, 2003, **23**(9): 1103~1109
- 3 Bangzheng Yin, Da Xing, Yi Wang *et al.*. Fast photoacoustic imaging system based on 320-element linear transducer array[J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(7): 1339~1346
- 4 D. Grosenick, H. Wbnitz, H. H. Rinneberg *et al.*. Development of a time-domain optical mammograph and first in vivo applications[J]. *Appl. Opt.*, 1999, **38**(13): 2927~2943
- 5 A. A. Oraevsky, A. A. Karabutov, S. V. Solomatin *et al.*. Laser optoacoustic imaging of breast cancer in vivo[C]. *Proc. SPIE*, 2001, **4256**: 6~15
- 6 Kazunori Suzuki, Yutaka Yamashita, Kazuyoshi Ohta *et al.*. Quantitative measurement of optical parameters in normal breasts using time-resolved spectroscopy in vivo result of 30 Japanese women[J]. *Biomed. Opt.*, 1996, **1**(3): 30~34
- 7 Minghua Xu, Lihong V. Wang. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry[J]. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2002, **21**(7): 814~822
- 8 R. A. Kruger, Pingxu Liu, Yuncai Richard Fang *et al.*. Photoacoustic ultrasound (PAUS)-reconstruction tomography [J]. *Med. Phys.*, 1995, **22**(10): 1605~1609
- 9 R. A. Kruger, W. L. Kiser, K. D. Miller *et al.*. Thermoacoustic CT: imaging principles [C]. *Proc. SPIE*, 2000, **3916**: 150~159
- 10 Yi Wang, Da Xing, Yaguang Zeng *et al.*. Photoacoustic imaging with deconvolution algorithm [J]. *Phys. Med. Biol.*, 2004, **49**(4): 3117~3124
- 11 Zhang Peng, Zhang Zhaotian. Research and comparison on several CT reconstruction algorithms [J]. *CT Theory and Applications*, 2001, **10**(4): 4~9 (in Chinese)
张 朋,张兆田. 几种CT图像重建算法的研究和比较 [J]. *CT理论与应用研究*, 2001, **10**(4): 4~9
- 12 Guo Lucan, Wen Zegang, Yang Hui. Inversion of spatial distribution of surface-wave's Q-value by using algebraic reconstruction technique [J]. *CT Theory and Applications*, 1996, **5**(4): 9~15 (in Chinese)
郭履灿,闻则刚,杨 辉. 用代数重建法反演地震面波品质因数Q值空间分布[J]. *CT理论与应用研究*, 1996, **5**(4): 9~15
- 13 Zhuang Tiange. *CT Principles and Algorithms* [M]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University Press, 1992. 97~98 (in Chinese)
庄天戈. *CT原理与算法* [M]. 上海: 上海交通大学出版社, 1992. 97~98